

## 虚拟仪器技术在神经传导检测中的应用

陈海峰<sup>1</sup> 邓亲恺<sup>2</sup> 汤黎明<sup>3</sup>

(<sup>1</sup>南京军区药品仪器检验所 江苏南京 <sup>2</sup>第一军医大学生物医学工程系 广东广州

<sup>3</sup>南京军区南京总医院 江苏南京)

**引言：**自 1791 年 Galvani 通过青蛙实验证实了生物电的存在后，各国学者便通过电生理学来研究人类自身。神经传导信号中包含了大量的生理和疾病信息，综合反映了神经系统功能，对于神经病变尤其是早期病变诊断价值较大。由于神经传导信号比较微弱，外部噪声对信号干扰很大，信号提取比较困难。我们利用虚拟仪器技术构建神经传导信号检测平台并用 LabVIEW 进行信号处理，取得了较好效果。

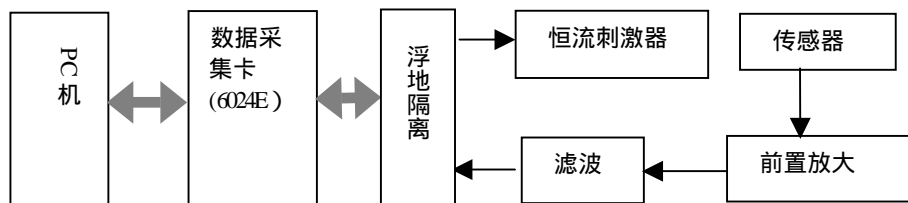
### 一、神经传导检测概述：

神经系统通过动作电位传递信息，应用这个原理我们可以通过电生理检查获得神经系统信息，判断疾病情况。神经传导检测 (Nerve Conduction Studies)，即先给予刺激使神经纤维除极，然后记录所诱发的响应。神经传导检测可以客观评价周围神经的功能特征，对神经病变准确定位。

神经传导一般可分为运动神经传导和感觉神经传导，在神经传导检测中常用的电信号有复合肌肉动作电位 (compound muscle action potentials; CMAP，也称 M 波)、感觉神经动作电位 (sensory nerve action potentials; SNAP)，另外还有一些晚反应和反射测定如 F 波 (F wave)、H 反射等。其中 CMAP 最容易定量，是记录区域神经支配肌纤维电活动总和，用于评价支配躯体肌肉的周围神经运动轴突功能。SNAP 检测用于探测早期神经损害 - 即显示脱髓鞘的、髓鞘再生的或变性纤维的小晚成分。F 波是前角细胞逆向兴奋的回返放电 (backfiring)，即兴奋运动神经的逆向冲动，传入相应的脊髓前角细胞，经过中间神经元或树突网，而直接或间接地兴奋其他前角细胞，然后再经该运动神经传出，到达所支配的肌肉，出现一个晚反应，主要用于近端段神经检测。

### 二、系统硬件设计

神经传导检测样机由神经信号采集电路和 NI 公司的数据采集卡 PCMCIA-6024E 组成，使用虚拟仪器软件 LabVIEW 制作人机交互操作界面，负责发出操作指令、接收和处理数据、显示信号波形。神经信号采集电路包含信号放大电路、滤波电路、恒流刺激电路和电源电路等硬件电路。整机设计如图 1 所示。



示。

图 1 整机设计框图

神经传导检测所需的刺激脉冲周期为 1~2s，刺激脉宽为 0.1~1ms，刺激电流为 10~40mA。神经传导信号的频率较高，所以采样频率设为 1,000~10,000Hz 可调。神经传导检测记录的是刺激后的诱发响应，一般只要采集刺激后 20~60ms 数据。6024E 带有 16 路 12 位分辨率的模拟输入通道，采样率最高为 200kS/s，2 路 12 位分辨率的模拟输出通道和 2 个 24 位定时器，完全满足神经传导检测需要。为保证精度，神经传导检测的刺激脉冲由定时器控制输出。

神经信号采集电路可直接使用板载 5V 电源，滤波后经 DC-DC 变换产生±5V 和±12V 浮地电源，与人体接触部分电源全部浮地，从而既降低了噪声，又能符合医疗器械安全规范。

#### 1、前置放大电路设计

众所周知，微弱生理信号检测的最难之处是如何解决干扰问题。神经传导信号中 SNAP 信号幅度约为 20μV，而且信号频带较宽 (20~3,000Hz)，极易受到外界干扰 (主要是工频干扰) 和系统内刺激器的干扰，因此前置放大器设计是对整个系统性能具有根本性的影响。

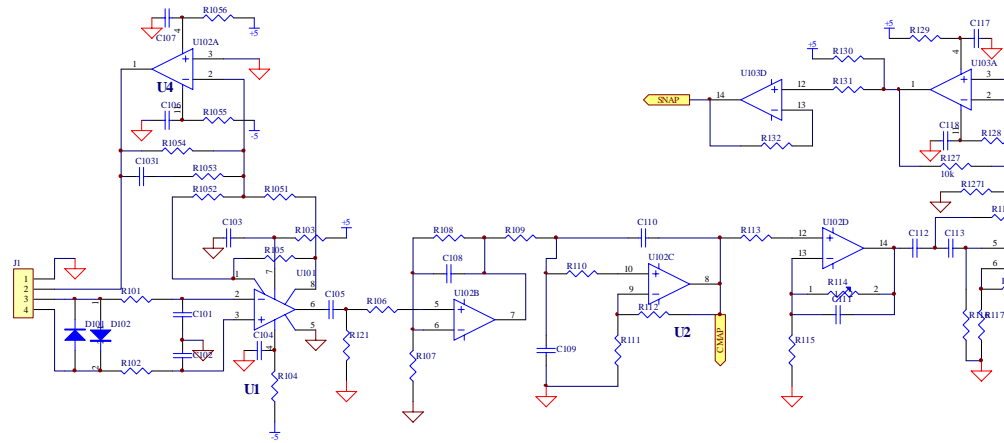


图 2 放大电路设计

前置放大电路如图 2 所示。我们采用仪用放大器芯片 AD620 (U1) 作为放大器第一级，使用时只需在 1 脚和 8 脚间接一个电阻  $R_g$  即可设置所需要的增益  $G$ ,

$$G=1+\frac{49.4k\Omega}{R_g} \quad (1)$$

需注意的是  $R_g$  必须选用精密电阻。

医学资料表明，M 波的峰频在 60 ~ 100Hz 之间，而 SNAP 峰频接近 300Hz，所以我们在电路中先用运放 U2C 组成一个二阶巴特沃兹低通滤波器。根据：

$$f=1/2\pi RC \quad (2)$$

低通截止频率设为 4kHz，用来消除高频干扰。神经传导信号先经过低通滤波和两级放大后，如果要获取 M 波，即可由运放 U2D 引出一路信号至 DAQ 卡，通过调节电阻 R114 可以调整放大倍数，如图 2 所示。运放 U3B 组成二阶巴特沃兹高通滤波器，高通截止频率设为 60Hz,用来消除工频干扰对 SNAP 信号的影响。

## 2、恒流刺激器设计

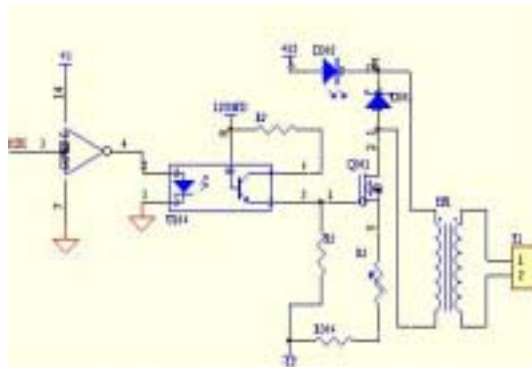


图 3：恒流刺激器电路

DAQ 卡产生的方波先通过反向器，然后由光耦转换为基线电平为 -12V 的单向方波，控制图 3 中的场效应管 Q401 导通，电流流过变压器初级线圈。变压器次级线圈输出电压约 300V 的方波，由电极引出至人体。电路中我们放置一个发光二极管作为刺激指示和过流保护，另外我们在 Q401 的 s 端放置了一个小电阻串联可调电阻 R305 后与 -12V 连接，操作时可以通过调节 R305 控制刺激电流强度。

## 3、系统安全设计

按医疗器械管理规范，本仪器应归入 Ⅱ 类医疗器械。为保证安全我们采用了三个措施：1、与人体接触部分（放大器，刺激器）供电电源都通过 DC-DC 变换浮地隔离，与市电完全隔离；2、刺激方波由 DAQ 卡板载 24 位定时器控制，只有发出操作指令时才能产生，并经多级隔离，由变压器输出；3、刺激电路中我们为防止电源棘波使刺激电流突然变大，还专门设置了一个击穿电流为 500mA 的发光二极管，刺激电流过大即击穿，切断电源。

## 三 系统软件设计

1、软件操作流程

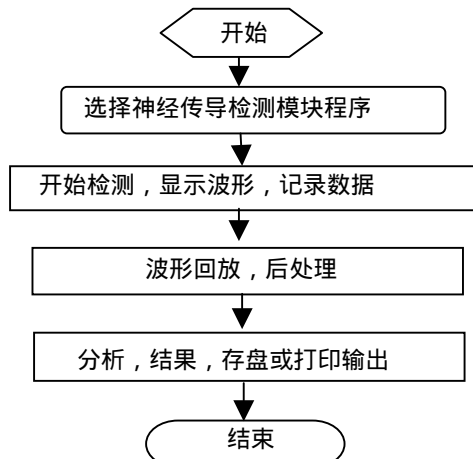


图 4 系统流程图

根据相关医学资料，我们主要选择三种神经动作电位:CMAP、F 波、SNAP 进行 DPN 早期诊断分析。针对不同的信号，我们设计了相应的软件模块，另外还设计了波形回放和后处理模块，图 4 为系统流程图。

现以运动神经传导检测为例介绍软件操作流程。

运动神经传导检测系统

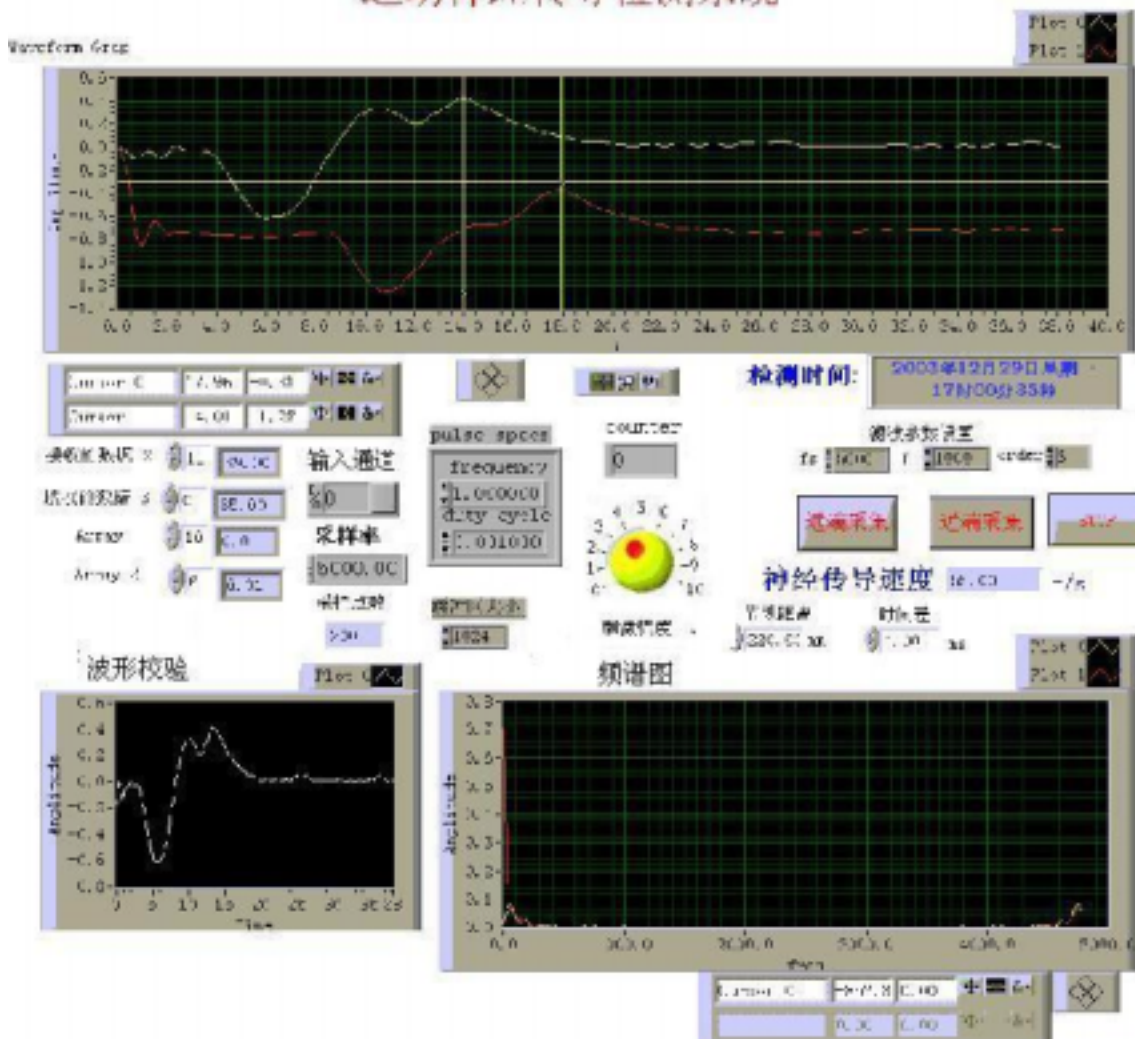


图 5 运动神经传导检测 VI 前面板

一般选取正中神经或腓总神经检测运动传导。做正中神经运动传导检测时，检测电极置于拇短屈肌上，刺激电极置于腕正中部位（远端）或肱动脉内侧（近端）。检测时首先将刺激频率设为 0.5Hz，采样频率设为 3000 ~ 5000Hz，采样时间设为刺激后 30ms。PC 机通过 DAQ 卡发出刺激脉冲，由刺激电极引出至病人体表，操作者可根据病人的神经敏感不同调节样机上的刺激强度调节旋钮或 LabVIEW 前面板上的黄色旋钮（见图 5）调整刺激电流，如果刺激使病人拇指或小腿抽动强度即为合适，按下“远端采集”按钮，DAQ 卡开始采样远端 CMAP 信号，LabVIEW 接收到数据后进行数字滤波等处理，将波形显示于图 5 左下的“Waveform chart”，当 M 波出现后开始记录并处理远端 CMAP 数据；然后按下“近端采集”按钮采集近端 CMAP 数据，最后一起显示（图 5 上）。图 5 右下波形为经傅立叶变换后的频谱图。

神经传导信号中，感觉神经传导信号 SNAP 幅度最小，检测时比较困难，必须使用相干平均技术。感觉神经传导检测的数据记录方式与运动神经传导检测和 F 波检测不同，由于数据量大，我们不能记录所有数据。我们从“Waveform Graph”创建一个局部变量“Local Variable”，程序停止后即把当前数据记录到指定路径的文件中。

## 2、神经传导信号的提取与处理

生理信号一般都是平稳随机信号，生理信号最重用的两个特征量即相关函数和功率谱。目前对神经传导信号的分析一般限于时域，而我们通过 AD 转换已把神经传导信号数字化，可以很方便地转入频域进行分析。

### （1）功率谱分析

医学资料表明，神经病变者的肌电信号（EMG）功率谱向低频移位，因此我们将功率谱分析应用于神经传导信号分析。我们用样机对正常人和糖尿病患者进行感觉神经传导检测，结果及功率谱分析见图 6，图中可以看出，糖尿病人 SNAP 的功率谱幅度明显比正常人高，且低频成分居多。

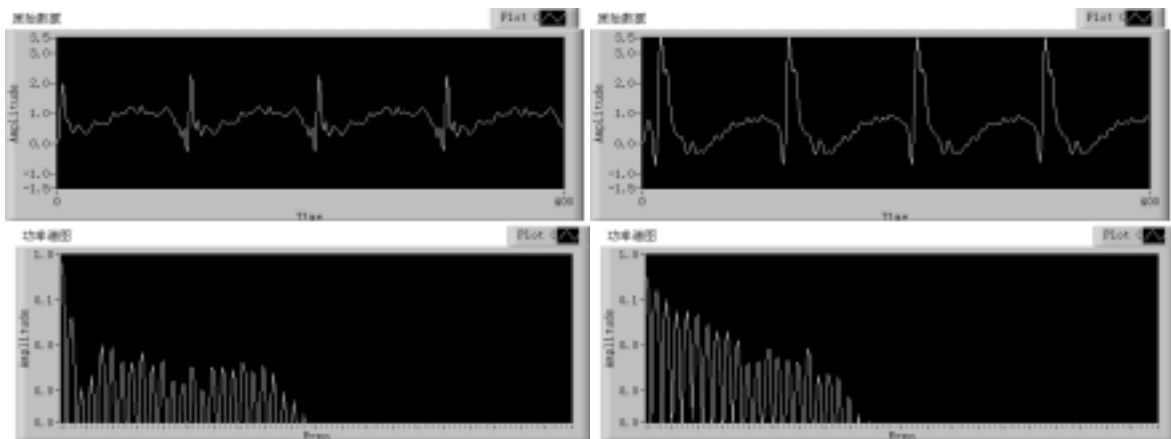


图 6 正常人与糖尿病患者感觉神经传导检测结果及功率谱分析对比

### （2）互相关处理

神经传导检测中最常用的参数是传导速度，我们在神经传导的通路距离为  $d$  的近端（靠近脊髓端）和远端（远离脊髓端）放置检测电极，分别检出神经传导信号后确定两者间相对延时，从而可以确定神经传导速度  $v$ ， $v=d/\Delta t$ 。我们只需要确定信号出现的具体时间，并不需要寻找信号波形，这样就不必为干扰所烦恼。

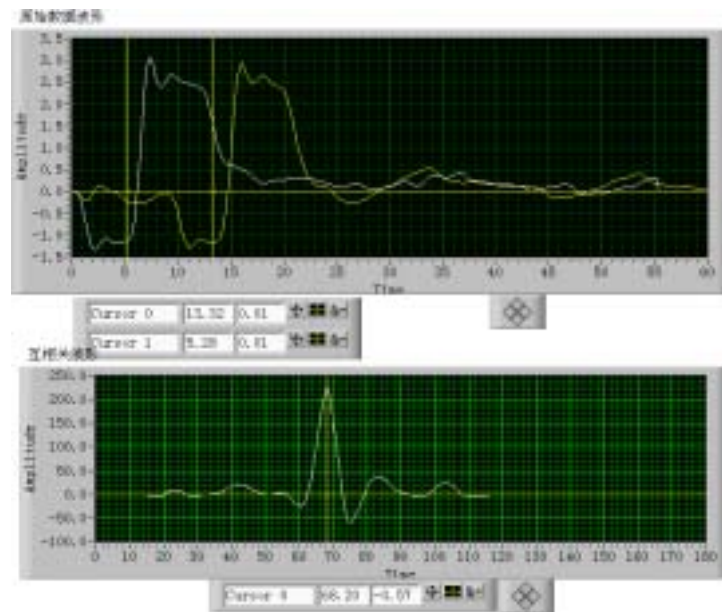


图 7 运动神经传导互相关分析示意图

图 7 为运动神经传导检测分析结果，互相关波形图中的黄线对应于最大值，其对应的时间长度即为远端和近端 M 波潜伏期差值，它与原始波形图中获得的潜伏期差基本一致。

神经传导检测样机如图 8 所示：

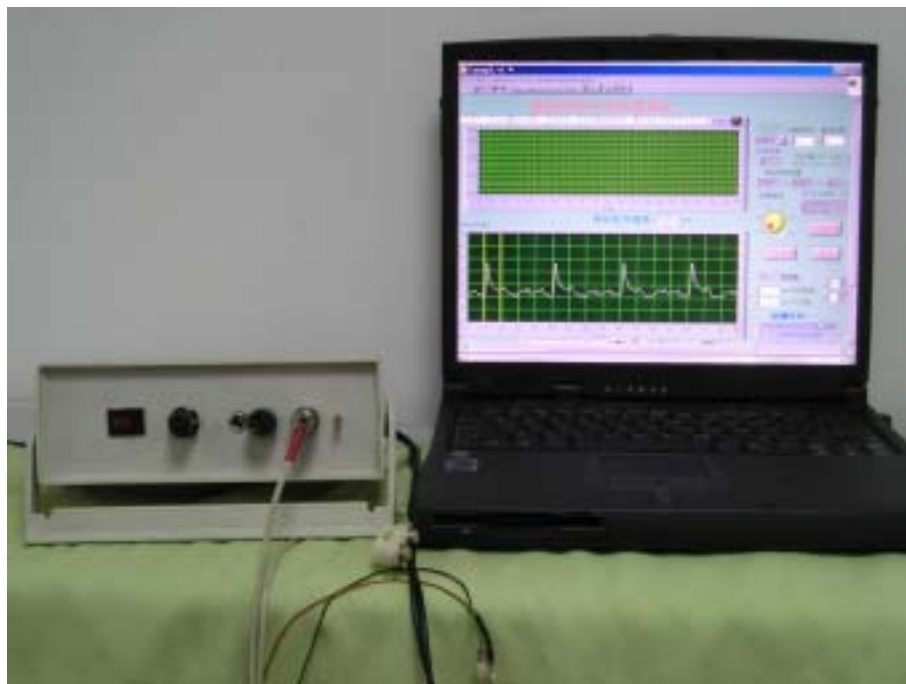


图 8：神经传导检测样机

#### 四、样机性能评价

测量精度是开展临床实验研究的前提因素。目前临床一般使用肌电 - 诱发电位仪测量神经传导速度等指标，其结果已被大家公认，所以我们通过与之比较验证实验样机准确性。

##### (1) 受测对象

由于条件限制，我们从第一军医大学随机选择 20 名测试者，其中学员 19 名，全部为男性，平均年龄为  $21 \pm 2.20$  岁，(年龄范围 19 - 30 岁)，所有测试者身体健康，无任何神经病变症状。

##### (2) 测试方法

受测者先在南方医院门诊肌电图室用 Dantec cantala™ 型肌电 - 诱发电位仪检测正中神经运动传导速度、腓总神经运动传导速度和腓肠神经感觉传导速度，卧位安静休息 3 - 5 分钟开始记录。然后用实验样机在相同条件下检测同组测试对象的相同指标，存储后分析。

(3) 统计处理

我们通过标准差 - 平均差法对实验结果进行处理，统计软件选用 SPSS11.5。实验测量数据见附录，实验结果对比见表 1。

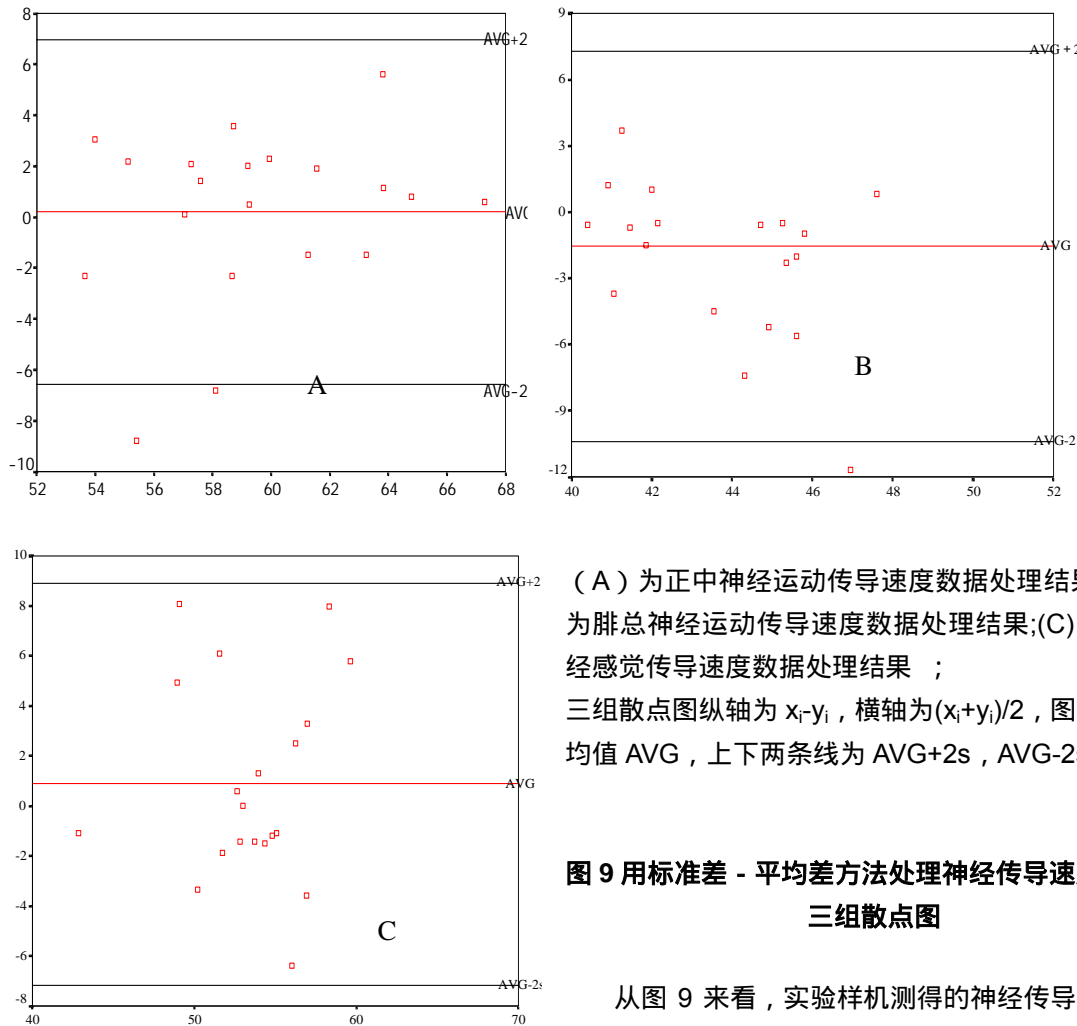
表 1：志愿者在实验样机和肌电 - 诱发电位仪上检测结果对比 ( $\bar{x} \pm s$ )

分组	正中神经运动传导速度	腓总神经运动传导速度	腓肠神经感觉传导速度
肌电 - 诱发电位仪检测结果	59.59 ± 4.47	53.87 ± 4.41	43.32 ± 3.69
样机检测结果	59.38 ± 3.72	52.99 ± 4.21	44.86 ± 3.34

注：所有数据表示为方差 (mean) ± 标准差 (SD)，单位为 m/s。

(4) 结果分析

根据检测结果，我们用 SPSS 软件绘制了三组对比实验散点图。



(A) 为正中神经运动传导速度数据处理结果；(B) 为腓总神经运动传导速度数据处理结果；(C) 为腓肠神经感觉传导速度数据处理结果；三组散点图纵轴为  $x_i - y_i$ ，横轴为  $(x_i + y_i) / 2$ ，图中红线为均值 AVG，上下两条线为  $AVG + 2s$ ， $AVG - 2s$ 。

图 9 用标准差 - 平均差方法处理神经传导速度得到的三组散点图

从图 9 来看，实验样机测得的神经传导速度数据与肌电 - 诱发电位仪检测数据的差值基本上落于  $\mu \pm 2s$  范围内，两种仪器具有较好的一致性。样机在临床试验过程中运行良好，基本达到实用水平，可进一步进入临床试验。

**Key words:** Nerve conduct studies, virtual instrument technology, digital signal processing

**参考文献：**

- [1] 邓亲恺等主编，现代医学仪器设计[M].科学出版社，2004.5
- [2] 杨福生，吕扬生，生物医学信号的处理与识别[M].天津科技翻译出版公司,1997.12
- [3] 卢祖能等主编，实用肌电图学[M].人民卫生出版社,2000.5
- [4] LabVIEW User Manual. NI Corporation, 2000
- [5] LabVIEW Measurements Manual. NI Corporation, 2000
- [6] Gary W.Johnson 等著，武嘉澍译. LabVIEW 图形编程[M].北京大学出版社，2002.4
- [7] 杨乐平等，LABVIEW 程序设计与应用[M].电子工业出版社,2001.4